JOURNAL OF RADIATION INDUSTRY

Original article

17(2) : 173-181 (2023)
https://doi.org/10.23042/radin.2023.17.2.173

구성 물질에 따른 3D 프린팅 팬텀의 적용 평가

김영상[1], 이주영[2], 박훈희[2,*]

[1]삼성서울병원 영상의학과, [2]신구대학교 방사선학과

Evaluation of Application of 3D Printing Phantom According to Manufacturing Method

Young Sang Kim[1], Ju Young Lee[2] and Hoon Hee Park[2,*]

[1]Department of Radiology, Samsung Medical Center, 81, Irwon-ro, Gangnam-gu, Seoul 06351, Republic of Korea
[2]Department of Radiological Science, Shingu College, 377, Gwangmyeong-ro, Jungwon-gu, Seongnam 13174, Republic of Korea

Abstract 3D printing is a technology that can transform and process computerized data obtained through modeling or 3D scanning via CAD. In the medical field, studies on customized 3D printing technology for clinical use or patients and diseases continue. The importance of research on filaments and molding methods is increasing, but research on manufacturing methods and available raw materials is not being actively conducted. In this study, we compare the characteristics of each material according to the manufacturing method of the phantom manufactured with 3D printing technology and evaluate its usefulness. We manufactured phantoms of the same size using poly methyl meta acrylate (PMMA), acrylonitrile butadiene styrene (ABS), and Poly Lactic Acid (PLA) based on the international standard phantom of aluminum step wedge. We used SITEC's radiation generator (DigiRAD-FPC R-1000-150) and compared the shielding rate and line attenuation coefficient through the average after shooting 10 times. As a result, in the case of the measured dose transmitted through each phantom, it was confirmed that the appearance of the dose measured for phantoms decreased linearly as the thickness increased under each condition. The sensitivity also decreased as the steps increased for each phantom and confirmed that it was different depending on the thickness and material. Through this study, we confirmed that 3D printing technology can be usefully used for phantom production in the medical field. If further development of printing technology and studies on various materials are conducted, it is believed that they will contribute to the development of the medical research environment.

Key words: 3D printing, Phantom, PMMA (Poly Methyl Meta Acrylate), ABS (Acrylonitrile Butadiene Styrene), PLA (Poly Lactic Acid)

1. 서 론

3D 프린팅 기술(3D Printing Technology)은 3D 캐드를 통한 모델링이나 3차원 스캔으로 얻은 전산화된 데이터를 통해 변형 및 가공할 수 있는 기술이며, 조형 방식과 액체, 플라스틱, 분말, 금속, 세라믹 또는 살아있는 세포 등 각 재료의 특성에 따라 다양한 형태로 목적에 맞게 제작 가능하다. 또한 장소나 시간에 상관 없이 복잡한 형상 제작에도 제조 과정을 간소화하여 제작 시간과 비용을 감소할 수 있다는 점에서 디자인이나 건축 등 여러 산업과 의료 분야에

http://www.ksri.kr/
Copyright © 2023 by
Korean Society of Radiation Industry
***Corresponding author.** Hoon Hee Park
Tel. +82-31-740-1638 Fax. +82-31-740-1620 E-mail. hzpark@shingu.ac.kr
Received 6 June 2023 **Revised** 24 June 2023 **Accepted** 26 June 2023

서 활용되고 있다[1-3].

국내 의료 분야에서는 환자 및 질환에 대한 맞춤형 3D 프린팅 기술의 연구가 계속되고 있으며 대표적인 활용 사례로 골반골절 수술환자의 맞춤형 골반 모델을 제작하여 외과적인 수술에 시간 단축과 정확성을 높이거나 심장과 같이 정밀성을 요구하는 수술에 있어 맞춤형 모델 제작을 통한 모의 수술 진행이 가능해졌다[4]. 더해 3D 프린팅 기술은 신장, 심장과 같은 결함이 있는 장기를 고치거나 대체하기 위한 연구에 사용되고 있다. 이를 통해 원래의 장기와 동일한 생물학적 기능을 수행하는 장기 제작이 가능하며[5], 사고나 선천적인 기형을 가진 환자에게 치아, 의족, 의수 등 맞춤형 보형물을 제공하여 임상에 적용되고 있다[6,7]. 또한 원활하고 정확한 의료영상 검사를 위해 각 검사에 맞춰 환자의 움직임을 줄이고, 안정성과 검사 재현성을 높일 수 있는 보조 기구 제작에 관한 연구 등 다양하게 활용되고 있다[8,9].

3D 프린팅 기술을 이용하여 환자 및 임상 교육을 위한 교육용 팬텀(Phantom)과 수술, 시술 전 시뮬레이션을 위한 팬텀이나 정도 관리를 위한 팬텀에 대한 연구가 많이 진행되고 있는 실정이다[10-12]. 또한 필요한 상황에 맞춰 다양한 성능을 재현할 수 있는 팬텀 개발에 대한 연구가 필요하다[13]. 그러나 팬텀 제작 시 3D 프린터에 사용되는 재료인 필라멘트는 제조사마다 성능이 모두 다르며, 더해 재료의 기본 재질이 플라스틱에서부터 금속까지 영역이 점차 확대되어 가고 있어 필라멘트와 조형 방법에 대한 연구의 중요성은 높아지고 있지만 3D 프린팅의 종류와 사용 가능한 원료에 대한 연구가 활발히 시행되고 있지 못한 것이 현실이다[14-16].

이에 따라 필라멘트의 재질과 조형 방식에 따른 차이를 비교하여 3D 프린팅 기술로 제작된 팬텀을 비교 평가한다면, 의료 분야에서 3D 프린팅 기술을 유용하게 활용할 수 있을 것으로 사료된다. 따라서 본 연구에서는 3D 프린팅 기술로 제작된 팬텀의 조형 방식에 따른 물질별 특성을 비교하고 유용성을 평가하는 데 목적을 두었다. 더 나아가 향후 3D 프린팅 기술을 이용한 팬텀 활용에 기초 연구 자료로 활용하고자 한다.

2. 대상 및 방법

2.1. 팬텀 제작

재질에 따른 방사선의 투과도와 차폐율을 측정하기 위해

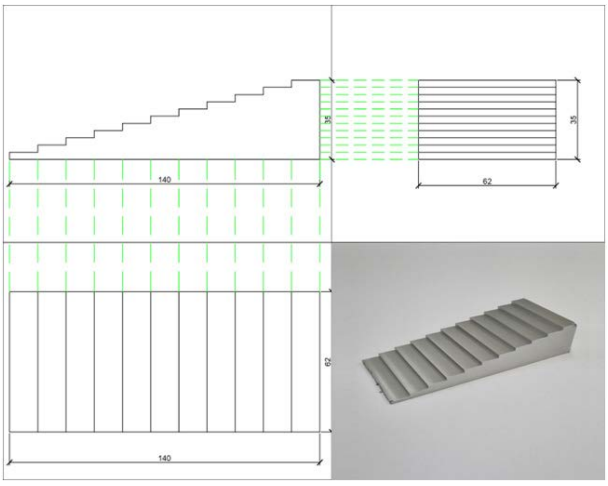

Fig. 1. Aluminum Step Wedge model (140 mm × 62 mm × 35 mm).

방사선 투과도 변화측정 국제기준 팬텀인 알루미늄 계단쐐기(Step Wedge)를 기준으로 실측(140 mm × 62 mm × 35 mm)하여 다음 도면을 제작하였으며 재질별로 팬텀을 제작하였다(Fig. 1).

2.1.1. 3D 모델링

도면을 이용하여 PMMA (Poly Methyl Meta Acrylate), ABS (Acrylonitrile Butadiene Styrene), PLA (Poly Lactic Acid) 재질로 각각 동일한 크기의 팬텀을 제작하였다. PMMA 팬텀은 아크릴 주성분으로 핵의학 분야에서 정도관리를 위해 사용되는 팬텀 성분과 동일한 소재를 적용하였으며, ABS 팬텀은 액체기반형의 SLA (Stereo Lithography Apparatus) 기법을 사용하여 제작하였다. PLA 팬텀은 압축 노즐을 통한 적층방식의 FDM (Fused Deposition Modeling) 기법을 사용하여 제작하였다(Fig. 2).

2.2. 선량 측정

본 연구에 앞서 X-ray의 조사선량을 보다 정확하게 측정하기 위하여 실험에 사용한 X-ray 장치의 재현성을 평가한 결과 조사선량 출력의 재현성값은 평균 0.008로 진단용 방사선 발생장치의 안전관리에 관한 규칙에서 성능 평가 합격 기준 변동계수 0.05 이하로서 재현성이 양호함을 확인 후 진행하였다.

제작한 Step Wedge 팬텀의 단계별 차폐성능을 확인하기 위한 실험 방법으로 한국산업표준에 X선 방호용품류의 납 당량 시험 방법을 준수하여 진행하였다. 방사선 발생장치는 SITEC사의 방사선 발생장치(DigiRAD-FPC R-1000-

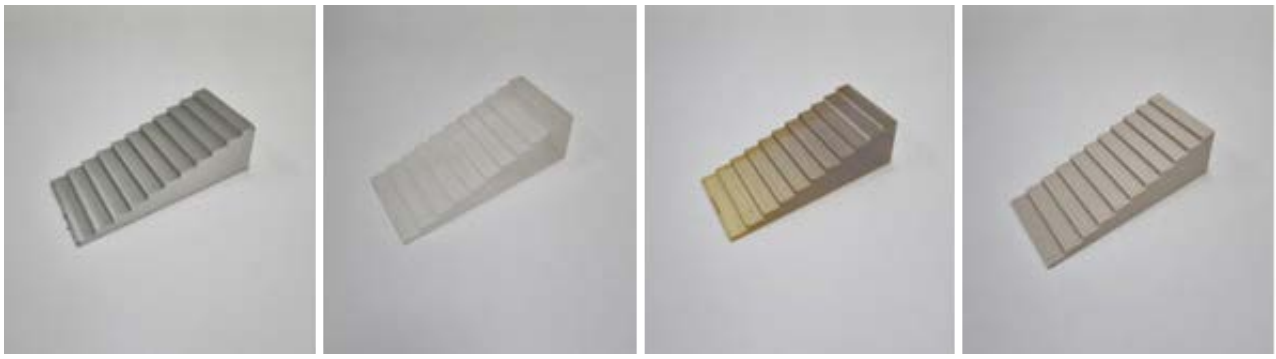

Fig. 2. PMMA phantom (b), ABS phantom (c), PLA phantom (d) are made in the same size and shape according to the Aluminum phantom (a).

Fig. 3. X-ray generator model (DigiRAD-FPC R-1000-150, SITEC, Korea).

150)를 이용해 촬영을 진행하였다(Fig. 3). X선 관으로부터 1500 mm 지점에 차폐 시트를 놓고 차폐 시트 아래 50 mm 지점에 선량계(Piranha)를 위치시켰다. 추가로 투과 후 산란선을 방지하기 위해 선량계 아래에 납 판을 두어 실험을 진행하였다. 선량 측정은 관전압 60, 80, 100 kVp 조건에서 팬텀이 없는 경우의 선량을 측정하고, 각 팬텀별로 한 단계씩 총 11단계까지 증가시키며 측정하였다. 조사 조건은 다음과 같으며, 선량은 각 10회 측정하여 평균 선량을 기록하였다(Table 1).

정확한 선량을 측정하기 위해 각각의 물질별로 1단계에서 11단계까지 동일한 위치에 Piranha 선량계의 RTI Dose Probe를 위치시켜 검사를 진행하였다(Fig. 4).

Table 1. Parameter for dose measurement

Parameter	Value
Tube voltage (kVp)	60, 80, 100
Tube current (mA)	400
Exposure time (sec)	0.1

2.2.1. 각 조건에 따른 물질별 측정선량 변화 비교

60, 80, 100 kVp, 40 mAs로 각각 다른 조건을 적용함으로써 측정된 선량을 바탕으로 선량 변화 차이와 그 추이를 비교 평가하였다.

2.2.2. 차폐율(Sheilding Rate) 측정

차폐율은 다음 수식 (1)을 적용하여 계산하였다. 이때 W는 팬텀이 있는 경우의 조사선량이며, W_0는 팬텀이 없는 경우의 조사선량이다. 수식을 이용하여 측정된 선량값을 통해 팬텀별 차폐율 변화 차이와 그 추이를 비교 평가하였다.

$$\text{Sheilding Rate}\,(\%) = (1 - W/W_0) \times 100 \quad (1)$$

2.2.3. 선감약계수(Linear attenuation coefficient, μ) 측정

선감약계수는 다음 수식 (2)를 적용하여 계산하였다. 팬텀이 없는 상태에서 측정된 선량을 감쇠 전 강도(I_0)로 두고, 각 팬텀의 계단쐐기별 재질의 두께(x)에 따라 11단계까지 투과된 정도(I)를 측정하여 Aluminum, PMMA, ABS,

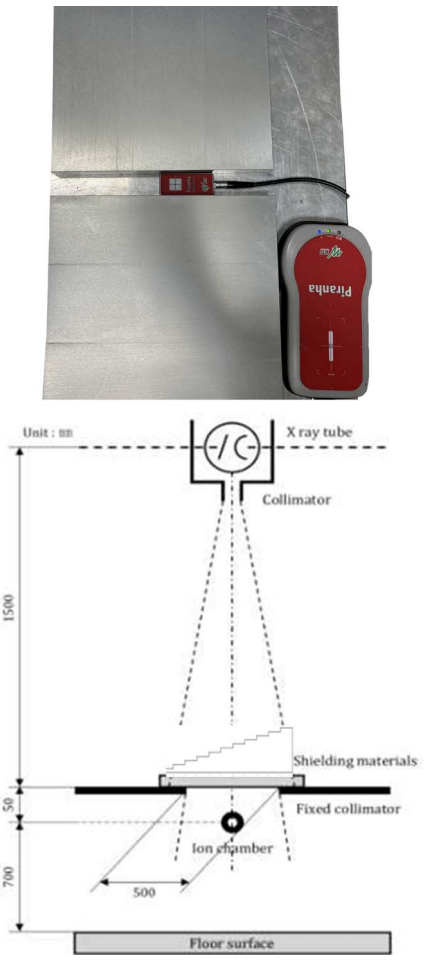

Fig. 4. Measuring arrangement of RTI Dose Probe for dosimetry.

3D 프린팅 팬텀의 물질별 선감약계수(μ)를 산출하여 비교 평가하였다.

$$\mu = \frac{1}{x} \ln \frac{I_0}{I} \quad (2)$$

I: 투과 후 강도
I_0: 투과 전 강도
x: 피사체 두께
μ: 선감약계수
ln: 자연대수

3. 결 과

3.1. 팬텀 재질별 선량

알루미늄 팬텀을 이용하여 단계별로 실험을 진행한 결과는 다음과 같다. 60 kVp, 40 mAs에서 팬텀이 없을 때의 선량은 566.1 μGy, 1 step일 때 선량은 204.78 μGy, 2 step일 때 108.34 μGy로 단계가 증가함에 따라 선형적으로 감소하여 11 step일 때는 3.9196 μGy였으며, 80 kVp, 40 mAs에서 팬텀이 없을 때의 선량은 1148.8 μGy, 1 step일 때 선량은 496.8 μGy, 2 step일 때 305.3 μGy로 단계가 증가함에 따라 선형적으로 감소하여 11 step일 때 25.516 μGy였으며, 100 kVp, 40 mAs에서 팬텀이 없을 때의 선량은 1825 μGy, 1 step일 때 선량은 922.44 μGy, 2 step일 때 621.02 μGy로 단계가 증가함에 따라 선형적으로 감소하여 11 step일 때 78.61 μGy로 Tables 2~4와 같이 확인할 수 있었다(Fig. 5).

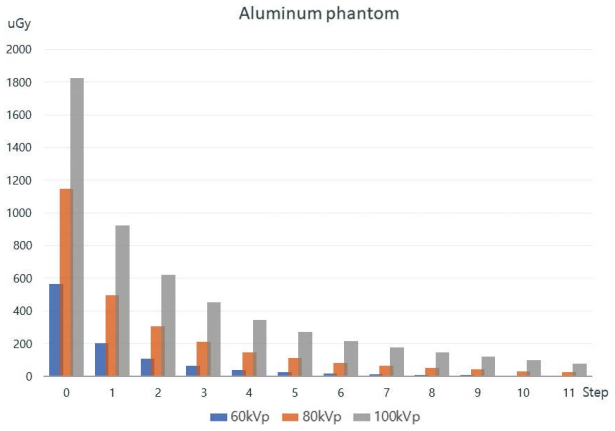

Fig. 5. The result of Aluminum phantom dose values measrued at 60 kVp, 80 kVp, 100 kVp.

PMMA 팬텀을 이용하여 단계별로 실험을 진행한 결과는 다음과 같다. 60 kVp, 40 mAs에서 팬텀이 없을 때의 선량은 631.58 μGy, 1 step일 때 선량은 423.28 μGy, 2 step일 때 357.90 μGy로 단계가 증가함에 따라 선형적으로 감소하여 11 step일 때는 92.88 μGy였으며, 80 kVp, 40 mAs에서 팬텀이 없을 때의 선량은 1143.2 μGy, 1 step일 때 선량은 872.78 μGy, 2 step일 때 760.16 μGy로 단계가 증가함에 따라 선형적으로 감소하여 11 step일 때 237.62 μGy였으며, 100 kVp, 40 mAs에서 팬텀이 없을 때의 선량은 1859.2 μGy, 1 step일 때 선량은 1463.6 μGy, 2 step일 때 1296.8 μGy로 단계가 증가함에 따라 선형적으로 감소하여 11 step일 때 465.9 μGy로 Tables 2~4와 같이 확인할 수 있었다(Fig. 6).

ABS 팬텀을 이용하여 단계별로 실험을 진행한 결과는 다음과 같다. 60 kVp, 40 mAs에서 팬텀이 없을 때의 선량은 564.04 μGy, 1 step일 때 선량은 482.84 μGy, 2 step일 때 435.6 μGy로 단계가 증가함에 따라 선형적으로 감소하여

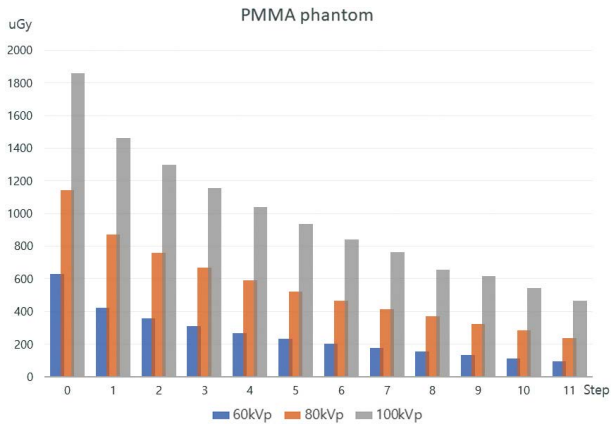

Fig. 6. The result of PMMA phantom dose values measrued at 60 kVp, 80 kVp, 100 kVp.

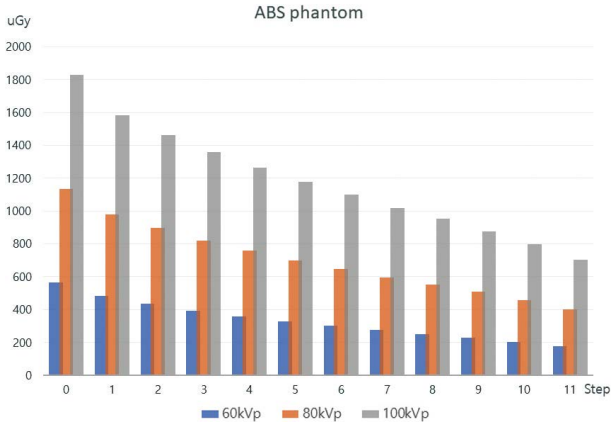

Fig. 7. The result of ABS phantom dose values measrued at 60 kVp, 80 kVp, 100 kVp.

11 step일 때는 177.42 μGy였으며, 80 kVp, 40 mAs에서 팬텀이 없을 때의 선량은 1136.8 μGy, 1 step일 때 선량은 980.7 μGy, 2 step일 때 897.44 μGy로 단계가 증가함에 따라 선형적으로 감소하여 11 step일 때 399.88 μGy였으며, 100 kVp, 40 mAs에서 팬텀이 없을 때의 선량은 1828.4 μGy, 1 step일 때 선량은 1584 μGy, 2 step일 때 1463.8 μGy로 단계가 증가함에 따라 선형적으로 감소하여 11 step일 때 703.36 μGy로 Tables 2~4와 같이 확인할 수 있었다(Fig. 7).

PLA 팬텀을 이용하여 단계별로 실험을 진행한 결과는 다음과 같다. 60 kVp, 40 mAs에서 팬텀이 없을 때의 선량은 587.06 μGy, 1 step일 때 선량은 528.1 μGy, 2 step일 때 476.82 μGy로 단계가 증가함에 따라 선형적으로 감소하여 11 step일 때는 216.68 μGy였으며, 80 kVp, 40 mAs에서 팬텀이 없을 때의 선량은 1168.2 μGy, 1 step일 때 선량은 1065.8

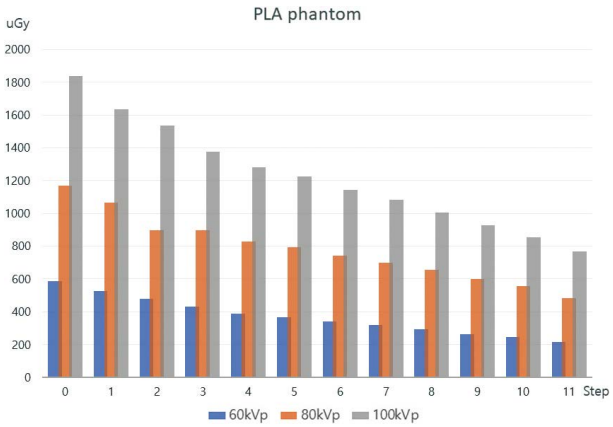

Fig. 8. The result of PLA phantom dose values measrued at 60 kVp, 80 kVp, 100 kVp.

μGy, 2 step일 때 897.96 μGy로 단계가 증가함에 따라 선형적으로 감소하여 11 step일 때 484.76 μGy였으며, 100 kVp, 40 mAs에서 팬텀이 없을 때의 선량은 1836.8 μGy, 1 step일 때 선량은 1633.8 μGy, 2 step일 때 1534.4 μGy로 단계가 증가함에 따라 선형적으로 감소하여 11 step일 때 769.26 μGy로 Tables 2~4와 같이 확인할 수 있었다(Fig. 8).

3.2. 차폐율 및 감약계수 비교

60 kVp, 40 mAs 조건에서 팬텀별, 단계별 차폐율은 Aluminum, PMMA, ABS, PLA 팬텀 순으로 63.82%, 32.98%, 14.4%, 10.04%의 차폐율을 보였다. 단계가 증가함에 따라 차폐율은 선형적으로 증가하였으며 11단계에서의 차폐율은 Aluminum, PMMA, ABS, PLA 팬텀 순으로 99.3%, 85.29%, 68.54%, 63.09%로 1단계에서의 차폐율에 비해 55.59%, 158.61%, 375.91%, 528.39%가 증가하였다. 선감약계수는 Aluminum, PMMA, ABS, PLA 팬텀 순으로 0.32, 0.126, 0.049, 0.033의 값이 측정되었다. 단계가 증가함에 따라 계수치는 선형적으로 감소하였으며 11단계에서의 계수치는 0.142, 0.055, 0.033, 0.028로 1단계에서의 계수치에 비해 Aluminum, PMMA, ABS, PLA 팬텀 순으로 56.2%, 56.3%, 32.6%, 15.1%가 감소하였다(Table 2).

80 kVp, 40 mAs 조건에서 팬텀별 단계별 차폐율은 Aluminum, PMMA, ABS, PLA 팬텀 순으로 56.75%, 23.65%, 13.73%, 8.77%의 차폐율을 보였다. 단계가 증가함에 따라 차폐율은 선형적으로 증가하였으며 11단계에서의 차폐율은 Aluminum, PMMA, ABS, PLA 팬텀 순으로 97.78%, 79.21%, 64.82%, 58.5%로 1단계에서의 차폐율에 비해

Table 2. Comparison of sheilding rate and Linear attenuation coefficient of each phantom (60 kVp, 40 mAs)

Step	Aluminum phantom			PMMA phantom			ABS phantom			PLA phantom		
	Dose (μGy)	Linear attenuation coefficient	Shielding rate (%)	Dose (μGy)	Linear attenuation coefficient	Shielding rate (%)	Dose (μGy)	Linear attenuation coefficient	Shielding rate (%)	Dose (μGy)	Linear attenuation coefficient	Shielding rate (%)
0	566.1	–	–	631.58	0.065	–	564.04	0.07	–	587.06	–	–
1	204.78	0.320	63.82	423.28	0.126	32.98	482.84	0.049	14.40	528.10	0.033	10.04
2	108.34	0.260	80.86	357.90	0.089	43.33	435.60	0.041	22.77	476.82	0.033	18.78
3	64.9	0.227	88.53	309.24	0.075	51.04	393.44	0.038	30.25	429.32	0.033	26.87
4	40.578	0.207	92.83	266.78	0.068	57.76	359.32	0.035	36.30	388.26	0.033	33.86
5	27.624	0.190	95.12	231.34	0.063	63.37	328.64	0.034	41.73	367.02	0.030	37.48
6	18.368	0.180	96.75	201.36	0.060	68.12	300.56	0.033	46.71	340.08	0.029	42.07
7	12.722	0.171	97.75	176.40	0.057	72.07	274.42	0.032	51.35	319.54	0.027	45.57
8	9.26	0.162	98.36	153.56	0.056	75.69	252.10	0.032	55.30	293.54	0.027	50.00
9	7.3222	0.152	98.70	132.44	0.055	79.03	228.74	0.032	59.45	263.76	0.028	55.07
10	4.9152	0.149	99.13	112.98	0.054	82.11	203.74	0.032	63.88	243.82	0.028	58.47
11	3.9196	0.142	99.30	92.88	0.055	85.29	177.42	0.033	68.54	216.68	0.028	63.09

Table 3. Comparison of sheilding rate and linear attenuation coefficient of each phantom (80 kVp, 40 mAs)

Step	Aluminum phantom			PMMA Phantom			ABS phantom			PLA phantom		
	Dose (μGy)	Linear attenuation coefficient	Shielding rate(%)	Dose (μGy)	Linear attenuation coefficient	Shielding rate(%)	Dose (μGy)	Linear attenuation coefficient	Shielding rate(%)	Dose (μGy)	Linear attenuation coefficient	Shielding rate(%)
0	1148.8	–	–	1143.20	–	–	1136.80	–	–	1168.20	–	–
1	496.8	0.264	56.75	872.78	0.085	23.65	980.70	0.046	13.73	1065.80	0.029	8.77
2	305.3	0.208	73.42	760.16	0.064	33.51	897.44	0.037	21.06	897.96	0.041	23.13
3	209.66	0.178	81.75	667.30	0.056	41.63	820.56	0.034	27.82	898.42	0.028	23.09
4	148.36	0.161	87.09	590.68	0.052	48.33	758.14	0.032	33.31	827.16	0.027	29.19
5	111.34	0.147	90.31	522.54	0.049	54.29	700.40	0.030	38.39	794.14	0.024	32.02
6	83.632	0.137	92.72	464.40	0.047	59.38	647.00	0.030	43.09	740.02	0.024	36.65
7	64.78	0.129	94.36	414.92	0.046	63.71	595.64	0.029	47.60	698.70	0.023	40.19
8	51.56	0.122	95.51	369.40	0.044	67.69	553.48	0.028	51.31	657.84	0.023	43.69
9	41.686	0.116	96.37	325.34	0.044	71.54	507.68	0.028	55.34	598.50	0.023	48.77
10	32.228	0.112	97.19	282.86	0.044	75.26	457.40	0.029	59.76	557.88	0.023	52.24
11	25.516	0.109	97.78	237.62	0.045	79.21	399.88	0.030	64.82	484.76	0.025	58.50

72.3%, 234.93%, 372.1%, 567.05% 증가하였다. 선감약계수는 Aluminum, PMMA, ABS, PLA 팬텀 순으로 0.264, 0.085, 0.046, 0.029의 값이 측정되었다. 단계가 증가함에 따라 선감약계수는 선형적으로 감소하였으며 11단계에서의 계수치는 0.109, 0.045, 0.03, 0.025로 1단계에서의 계수치에 비해 Aluminum, PMMA, ABS, PLA 팬텀 순으로 각 58.7%, 47.05%, 34.7%, 13.8%가 감소하였다(Table 3).

100 kVp, 40 mAs 조건에서 팬텀별 단계별 차폐율은 Aluminum, PMMA, ABS, PLA 팬텀 순으로 49.46%, 21.28%, 13.37%, 11.04%의 차폐율을 보였다. 단계가 증가함에 따라 차폐율은 선형적으로 증가하였으며 11단계에서의 차폐율은 Aluminum, PMMA, ABS, PLA 팬텀 순으로 95.69%, 74.94%, 61.53%, 58.11%로 1단계에서의 차폐율에 비해 93.47%, 252.16%, 360.21%, 426.36%가 증가하였다. 계수치는 Aluminum, PMMA, ABS, PLA 팬텀 순으로 0.215, 0.075, 0.046, 0.037의 값이 계수되었다. 단계가 증가함에 따라 계

Table 4. Comparison of sheilding rate and linear attenuation coefficient of each phantom (100 kVp, 40 mAs)

Step	Aluminum phantom			PMMA Phantom			ABS phantom			PLA phantom		
	Dose (μGy)	Linear attenuation coefficient	Shielding rate(%)	Dose (μGy)	Linear attenuation coefficient	Shielding rate(%)	Dose (μGy)	Linear attenuation coefficient	Shielding rate(%)	Dose (μGy)	Linear attenuation coefficient	Shielding rate(%)
0	1825.00	–	–	1859.20	–	–	1828.40	–	–	1836.60	–	–
1	922.44	0.215	49.46	1463.60	0.075	21.28	1584.00	0.046	13.37	1633.80	0.037	11.04
2	621.02	0.169	65.97	1296.80	0.057	30.25	1463.80	0.037	19.94	1534.40	0.028	16.45
3	454.58	0.146	75.09	1158.20	0.050	37.70	1358.60	0.034	25.69	1377.20	0.030	25.01
4	343.60	0.131	81.17	1041.32	0.046	43.99	1264.40	0.032	30.85	1280.00	0.028	30.31
5	272.62	0.120	85.06	938.26	0.043	49.53	1178.20	0.030	35.56	1226.80	0.025	33.20
6	215.60	0.112	88.19	842.66	0.041	54.68	1098.40	0.030	39.93	1143.00	0.025	37.77
7	177.10	0.105	90.30	763.22	0.040	58.95	1019.88	0.029	44.22	1081.60	0.024	41.11
8	145.88	0.099	92.01	657.10	0.041	64.66	953.30	0.028	47.86	1005.78	0.024	45.24
9	119.86	0.095	93.43	618.78	0.038	66.72	875.24	0.028	52.13	928.06	0.024	49.47
10	97.90	0.092	94.64	542.88	0.039	70.80	800.22	0.029	56.23	853.32	0.024	53.54
11	78.61	0.090	95.69	465.90	0.040	74.94	703.36	0.030	61.53	769.26	0.025	58.11

수치는 선형적으로 감소하였으며 11단계에서의 계수치는 0.09, 0.04, 0.03, 0.025로 1단계에서의 계수치에 비해 Aluminum, PMMA, ABS, PLA 팬텀 58.1%, 46.7%, 34.8%, 32.4%가 감소하였다(Table 4).

4. 고 찰

3D 프린팅 기술은 조형 방식과 재료의 특성에 따라 다양한 형태로 목적에 맞게 제작 가능하다. 또한 장소나 시간에 상관 없이 제조 과정을 간소화하여 제작할 수 있다는 점에서 디자인이나 건축 등 여러 산업과 의료 분야에서 활용되고 있다[1-3]. 특히 생체·의공학 분야에 있어 FDM 기술에 열가소성 생체적합 고분자를 적용하여 조직공학용 인공지지체를 직접 제작함에 따라 3D 프린팅의 바이오 조형기술 활용이 가능해졌다[17].

이러한 3D 프린팅 기술의 발전으로 인해 높은 수준의 복잡성, 속성 및 기능을 갖춘 새로운 구조 및 장치를 만들 수 있게 되었다[18].

현재 임상에서 사용되는 보형물이나 보조기구 경우 유효성을 확인하는 과정이 복잡하고 제품화되어 시장에 나오기까지는 안정성 평가와 임상시험 등의 많은 시간과 비용이 필요하다[19,20]. 기존에 사용되는 의료용 팬텀의 경우 국내 생산이 어려워 수입에 의존해야 하며 고가의 팬텀이 많아 각 분야별로 원하는 형태의 팬텀을 보유하는 것은 어려운 현실이다[21].

이에 의료 분야에서는 환자 및 질환에 대한 맞춤형 3D 프린팅 기술의 연구가 계속되고 있으며 교육을 위한 교육용 팬텀(Phantom)과 수술, 시술 전 시뮬레이션을 위한 팬텀, 정도 관리를 위한 팬텀에 대한 연구가 많이 진행되고 있다[10-12]. 그러나 사용되는 재료인 필라멘트의 성능 차이, 재료 영역의 확대와 3D 프린터 종류에 관한 연구가 부족하다는 한계가 있다.

따라서 본 연구에서는 계단쐐기 형태로 제작한 핵의학 분야에서 사용되는 PMMA 팬텀과 3D 프린터로 제작한 ABS, PLA 팬텀의 각 Step Wedge 층별 방사선 투과도 및 선감약계수의 비교 평가에 목적을 두었다. 그 결과 본 연구에서는 투과되어 측정된 선량의 경우 각 조건에서 두께가 증가함에 따라 60 kVp, 80 kVp, 100 kVp일 때 Aluminum, PMMA, ABS, PLA 팬텀 모두 측정된 선량의 형태가 선형적으로 감소함을 확인하였다. 선감약계수의 경우 Aluminum, PMMA, ABS, PLA 팬텀 순으로 60 kVp 조건에서 1번째 계단과 비교했을 때 11번째 계단에서의 선감약계수는 각각 56.2%, 56.3%, 32.6%, 15.1%가 감소하였다. 80 kVp 조건에서 1번째 계단과 비교했을 때 11번째 계단에서의 선감약계수는 각각 58.7%, 47.05%, 34.7%, 13.8%가 감소하였다. 100 kVp 조건에서 1번째 계단과 비교했을 때 11번째 계단에서의 선감약계수는 각각 58.1%, 46.7%,

34.8%, 32.4%가 감소하였다. 이를 통해 Aluminum, PMMA, ABS, PLA 팬텀 순으로 두께와 재질에 따른 민감도가 다름을 확인할 수 있었다.

하지만 본 연구에서는 3D 프린팅 기술의 비용적인 문제와 기술적인 한계로 ABS, PLA 팬텀만을 비교 대상으로 하여 연구를 진행하였고, 현재 연구되고 있는 금속이나 혼합 필라멘트 등 다양한 소재를 이용하여 연구를 진행하는 데 한계를 가졌다. 추후 3D 프린터의 기술적, 비용적인 문제가 해결되고 여러 종류의 필라멘트를 적용한다면 3D 프린터로 제작된 팬텀은 기존에 개발된 의료용 팬텀의 보완용 또는 더 나아가 대체용으로 사용될 수 있을 것이라 사료된다.

5. 결 론

본 연구에서는 3D 프린팅 기술로 제작된 팬텀의 조형 방식에 따른 물질별 특성을 비교하고 유용성을 알아보고자 하였다.

연구의 결과에 따르면 기존 핵의학 분야에서 사용되는 PMMA 팬텀과 3D 프린팅 기술로 제작된 ABS, PLA 팬텀의 Step이 증가함에 따라 측정된 선량은 선형적으로 감소하였고, 선감약계수 또한 PMMA 팬텀의 선감약계수 차이의 변화 추이가 유사했다. 이에 따라 3D 프린팅 기술을 이용한 팬텀 제작에 유용하게 사용될 수 있음을 확인하였다.

본 연구를 바탕으로 3D 프린팅 기술의 발전과 다양한 소재에 대한 유사 연구가 진행된다면 국내 의료용 팬텀 시장이 해외에만 의존하는 상황에서 긍정적인 접근뿐만 아니라 의료 연구 환경 발전에 기여할 수 있을 것이라 사료된다.

참고문헌

1. Choi WJ and Kim DH. 2021. A Study on the Shielding of Orbit by 3D Printed Filament in Brain CT. *J. Korean Soc. Radiol.* **15**(2):101-108.
2. Kang HD. 2015. Analysis of furniture design cases using 3D printing technique. *KoCon.a* **15**(2):177-186.
3. Bakhtiar SM, Butt HA, Zeb S, Quddusi DM, Gul S and Dilshad E. 2018. Chapter 10 - 3D Printing Technologies and Their Applications in Biomedical Science. *In*: Barh D, Azevedo V (eds.), Omics Technologies and Bio-Engineering. Academic Press, pp. 167-189.
4. Salmia M, Paloheimo KS, Tuomia J, Wolff J and Mäkitie A. 2013. Accuracy of medical models made by additive manufacturing (rapid manufacturing). *J. Craniomaxillofac. Surg.* **41**(7):603-609.
5. Bozkurt Y and Karayel E. 2021. 3D printing technology; methods, biomedical applications, future opportunities and trends. *J. Mater. Res. Technol.* **14**:1430-1450.
6. Oh W-K. 2014. Customized Model Manufacturing for Patients with Pelvic Fracture Using FDM 3D Printer. *KoCon.a* **14**(11):370-377. https://doi.org/10.5392/JKCA.2014.14.11.370.
7. Zuniga J, Katsavelis D, Peck J, Stollberg J, Petrykowski M, Carson A and Fernandez C. 2015. Cyborg beast: a low-cost 3d-printed prosthetic hand for children with upper-limb differences. *BMC Res. Notes* **8**(1):10.
8. Kim HG, Yoon JH and Choi SD. 2015. Study on 3D Printer Production of Auxiliary Device for Upper Limb for Medical Imaging Test. *J. Radiol. Sci. Technol.* **38**(4):389-394. https://doi.org/10.17946/jrst.2015.38.4.08.
9. Lee J, Park S and Kim WD. 2013. 3D Printing Technology and Its Application on Tissue Engineering and Regenerative Medicine. *Transactions of the KSME C: Industrial Technology and Innovation* **1**(1):21-26. https://doi.org/10.3795/KSME-C.1.1.021.
10. Hong DY. 2019. Medical imaging based patient and disease custom-ized phantom development using 3D printing technology. Ulsan University. http://www.riss.kr/link?id＝T15380788&outLink＝K.
11. Park HH, Lee JY and Kim JH. 2021. Evaluation of Scintillation Camera Applications of 3D Printing Phantom. *J. Radiol. Sci. Technol.* **44**(4):343-350.
12. Seo JN, Na JE, Bae DM, Yoon IH, Bae JB, Kwack JW and Baek GM. 2015. A Phantom production by using 3-Dimentional printer and In-vivo dosimetry for a prostate cancer patient. *KOSRT* **27**(1):53-60.
13. Park HH, Lee JY, Kim SW, Lyu KY and Jin GH. 2013. Development of Dynamic Kidney Phantom System and its Evaluation of Usability of Application in Nuclear Medicine. *J. Radiol. Sci. Technol.* **36**(1):49-55.
14. Lee H and Kim D. 2018. Assessment of Radiation Shielding Ability of Printing Materials Using 3D Printing Technology: FDM 3D Printing Technology. *J. Korean Soc. Radiol.* **12**(7):909-917.
15. Yoon J and Yoon M-S. 2021. Evaluation of Tungsten Blended Filament Shields Made by 3D Printer in Radiography. *J. Radiol. Sci. Technol.* **44**(6):615-621.
16. Lee JH, Choi KY and Hong SY. 2019. Development of BMD Phantom using 3D Printing. *J. Korean Soc. Radiol.* **13**(2):185-192.
17. Zein I, Hutmacher DW, Tan KC and Teoh SH. 2002. Fused Deposition Modeling of Novel Scaffold Architectures for Tissue Engineering Applications. *Biomaterials* **23**(4):1169-1185.
18. Ghosh U, Ning S, Wang Y and Kong YL. 2018. Addressing Unmet Clinical Needs with 3D Printing Technologies. *Adv. Healthc. Mater.* **7**:17.

19. Kim SH, Yeo KB, Park MK, Park JS, Ki MR and Pack SP. 2015. Status and Prospect of 3D Bio-Printing Technology. *KSBB Journal* **30**(6):268-274.
20. Lee S. 2016. Prospect for 3D Printing Technology in Medical, Dental, and Pediatric Dental Field. *J. Korean Acad. Pedtatr. Dent.* **43**(1):93-108.
21. Choi WJ and Kim DH. 2017. Oct 31; Making Human Phantom for X-ray Practice with 3D Printing. *J. Korean Soc. Radiol.* **11**(5): 371-377.